

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta



**Ověření možností použití obrazových detektorů
Rad-icon Imaging v radiologii**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Student: Pavel Škrabal

Červen 2007

Abstrakt

Ověření možností použití obrazových detektorů Rad-icon Imaging v radiologii

V současné době se v celé radiologii začínají uplatňovat digitální ploché panelové detektory (FPD). Tyto detektory mají proti klasickým rtg filmům řadu výhod a dá se předpokládat, že je v budoucnu zcela nahradí. Digitální technologie usnadňuje archivaci, zkvalitňuje proces zobrazení a tím i diagnostiku samotnou. Shad-o-Box 1024 byl vyvinut firmou Rad-icon Imaging jako FPD pro přímou digitální radiografii (DDR). Cílem mé práce bylo zjistit jeho možnosti použití v radiologii, změřit vybrané základní parametry a otestovat detektor za pomoci nízkokontrastních a vysokokontrastních fantomů. Naměřené hodnoty porovnat s údaji od výrobce a ověřit jestli jsou dostatečné pro použití v radiologii. Při měření na nízkokontrastním fantomu se hodnotí počet zobrazených objektů, které jsou součástí fantomu. V této práci byl použit mamografický fantom Gammex MRI 156. Na vysokokontrastním fantomu se hodnotí počet párů čar na milimetr, tzv. prostorová frekvence. Cílem bylo změřit maximální dosažitelné prostorové rozlišení testovaného detektoru. Ze základních parametrů jsem se snažil změřit především modulační přenosovou funkci (MTF).

Abstract

Evaluation of Application Possibilities of Rad-Icon Imaging Detectors in Radiology

In the recent time there have been many Flat Panel Detectors started to be used. These detectors have many advantages against classical X-ray films and we can presuppose they will replace them at all in the future. Digital technologies make archiving easier, improve action of projection, thereby diagnostics it self. Shad-o-Box 1024 has been worked up by the firm Rad-icon Imaging as Flat Panel Detector for Direct Digital Radiography. The purpose of

my work was to realize possibilities in the use of this device in radiology, to measure chosen parameters and to test the detector with help of high and low contrast phantoms. I have compared measured rates with statements presented by the producer and verified whether they are sufficient enough to be applied in the use. Within the measurement of low contrast spectra there have been valued number of pictured objects which are parts of the spectra. In this work mammography phantom Gammex MRI 156 has been used. At the high contrast phantom we value number of line pairs on milimeter, so called spatial frequency. The aim was to measure peak space distinction of the tested detector. From all of the performance criteria I have focused on Modulation transfer function.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem *Ověření možností použití obrazových detektorů Rad-icon Imaging v radiologii* vypracoval samostatně a všechny použité zdroje jsem uvedl v seznamu literatury.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze 9. června 2007


.....
Pavel Škrabal

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl především poděkovat vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D. za jeho velikou trpělivost, neutuchající ochotu, cenné rady a připomínky.

Také velmi děkuji paní Bc. Aleně Fialové z kladenské RDG kliniky za umožněná měření, její věnovaný čas, vstřícnost a velikou ochotu.

Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Jiřímu Dammerovi za umožněná měření s mikrorentgenem na ÚTEF ČVUT, zapůjčení detektoru Medipix2, pomoc při zpracování výsledků a množství cenných rad.

Panu Otakaru Vojtíškovi, řediteli firmy VMK za ochotné zapůjčení vysokontrastního fantomu 25A pro měření prostorového rozlišení.

Obsah

1 Úvod.....	7
--------------------	----------

2 Teoretická část.....	8
-------------------------------	----------

2.1 Možnosti akvizice (pořízení) obrazu v radiologii	8
2.1.1 Filmová radiologie	8
2.1.2 Digitalizace filmu	9
2.2 Bezfilmová radiologie	9
2.2.1 Digitální radiografie (computed radiography – CR)	10
2.2.2 Přímá radiografie.....	10
2.2.3 Ploché panelové detektory založené na přímé konverzi záření.....	12
2.2.4 Ploché panelové detektory založené na nepřímé konverzi záření.....	13
2.2.4.1 Scintilační krystaly	14
2.2.4.2 Amorphous silicon active pixel matrix	16
2.2.4.3 CCD, CMOS snímače	17
2.3 Výkonové charakteristiky detektorů	18
2.3.1 Dynamický rozsah.....	18
2.3.2 Modulační přenosová funkce (MTF)	19
2.3.3 Detekční kvantová účinnost (DQE)	20
2.4 Shad-o-Box 1024 EV (X-Ray Camera)	20
2.4.1 Zobrazování s pulzním rentgenem	23
2.4.2 Programové vybavení Schad-o-Cam.....	24

3 Praktická část	25
-------------------------------	-----------

3.1 Měření se Shad-o-box kamerou	25
3.1.1 Šum pozadí (Background noise)	25
3.1.2 První měření na RDG klinice v kladně	28
3.1.3 Měření na ÚTEF ČVUT	29

3.1.4 Průmyslový rentgen Hamamatsu	30
3.1.5 Fantom Gammex MRI 156	30
3.1.6 Měření na nízkokontrastním fantomu Gammex RMI 156	31
3.1.7 Vysokontrastní fantom 25A	32
3.1.7 Měření přenosových vlastností detektoru	33
3.1.7.1 Měření FWHM.....	33
4 Závěr.....	36
4.1 Celkové zhodnocení.....	36
5 Literatura.....	37
6 Přílohy	39

1. Úvod

Radiologie je medicínský obor, který využívá k zobrazení částí lidského těla Roentgenovo (rtg) záření. Od samotného objevu rtg záření Wihelmem Conradem Rentgenem se používá k jeho záznamu rtg film, který je přes svoji technickou jednoduchost a nízkou kvalitu poskytovaného obrazu stále dominantním detektorem rtg záření v radiologii. S postupným rozvojem počítačů a tím i ovládnutí technologie výroby polovodičů se na trhu objevily první polovodičové detektory, které v dnešní době dosahují vynikající kvality obrazu. Cena těchto detektorů dosáhla přijatelné hranice a polovodičové detektory jsou připraveny plnohodnotně nahradit klasickou filmovou radiologii.

Cílem této práce je otestovat výrobek firmy Rad-icon, digitální rtg detektor Shad-o-box 1024 a ověřit jeho možnosti použití v radiologii. Budeme se snažit změřit vybrané výkonové parametry detektoru, šum pozadí, prostorové rozlišení, modulační přenosovou funkci (MTF). A také detektor otestovat pomocí nízkokontrastního fantomu Gammex MRI 156 [13], který se používá v mamografii a simuluje ženský prs. Srovnat digitální technologii zobrazení s klasickou filmovou radiologií.

Detektor využívá již zmiňované digitální technologie v procesu zobrazení rtg obrazu. Použití digitální technologie v lékařství přináší nesporně řadu výhod. Mezi ně patří vysoká kvalita pořízeného snímku, zrychlení diagnostiky (nečeká se na vyvolání, snímek je okamžitě k dispozici na monitoru), nižší cena (nejsou potřeba drahé chemikálie), jednoduchá archivace, možnost dodatečné manipulace s obrazem, možnost posílání snímku po počítačové síti a konzultace na dálku.

V teoretické části méj práce popíšu možnosti akvizice obrazu pomocí digitálních technologií, tedy principy detekce rtg záření, které se využívají u jednotlivých detektorů včetně Shad-o-box 1024. Metody vzájemně porovnám a popíši jejich přednosti i nedostatky.

Ve druhé praktické části popíši postup realizace experimentů s fantomy a postupy měření jednotlivých výkonnostních charakteristik detektoru v ÚTEF ČVUT a na radiologické klinice v Kladně. V závěru práce zhodnotím výhody, nevýhody detektoru a jeho možnosti použití v radiologii.

2 Teoretická část

2.1 Možnosti akvizice (pořízení) obrazu v radiologii

Konstrukce zobrazovacích jednotek v rentgenové radiologii v rozhodující míře ovlivňuje zkreslení vznikající v procesu zobrazení. Výsledná kvalita obrazu je tedy velice závislá na zobrazovací jednotce. Základním požadavkem je proto používat v těchto zařízeních receptor obrazu (detektor, film) s co nejlepšími zobrazovacími vlastnostmi.

Metody záznamu rentgenového obrazu nesoucí obrazovou informaci (latentní obraz) můžeme podle receptoru obrazu rozdělit na:

- 1) Možnosti získání obrazu pomocí *filmové radiologie*
- 2) Možnosti získání obrazu pomocí *bezfilmové radiologie*

V dnešní době spějí trendy záznamu obrazu k bezfilmovým metodám a to hlavně kvůli tomu, že využívají analogově-digitální zpracování obrazu. Z tohoto způsobu záznamu vyplývá mnoho výhod z hlediska zpracování obrazové informace, archivace obrazu, manipulace s obrazem, ekonomiky pořízení (cena filmů) a diagnostické hodnoty pořízeného snímku [8].

2.1.1 Filmová radiologie

Rentgenové filmy jsou historicky nejstarším způsobem záznamu rentgenového obrazu. Na jedné straně mají citlivou vrstvu (emulzi) a na zadní straně mohou mít zesilující fólii. Tato fólie zesiluje expozici filmu tím, že po dopadu rentgenového záření emituje zelené viditelné světlo (emisní maximum o vlnové délce 545 nm). Expozice filmu je tedy zajištěna pomocí rentgenova a viditelného záření. Nevýhodou této metody je fotochemické zpracování a s tím související vybavení (tmavá komora, vyvolávací automat, chemikálie). Filmy jsou chráněny před slunečním světlem, a proto jsou uloženy ve speciálních kazetách z plastu. Po expozici se kazety s filmem vyvolávají pomocí vyvolávacího automatu.

2.1.2 Digitalizace filmu

Jedná se o metodu, která již pořízený snímek na rentgenovém filmu převede do digitální podoby. Při tomto postupu se používá skenování filmu. Film jako nosič obrazové informace je prosvícen a snímací optika přenáší obraz na CCD snímače (je tu určitá analogie s kancelářskými skenery). Za snímači jsou A/D převodníky, které převedou elektrický analogový signál na digitální informaci. Vzniklý digitální obraz závisí na optické hustotě, respektive na množství snímek prošlého světla [1]. Metoda není primárně digitální a využívá se tam, kde není možné nebo není z hlediska ekonomického výhodné zavést plně digitalizované pracoviště. Metoda přináší jednodušší archivaci snímků, uplatňuje se při konzultaci a popisu na dálku apod. Tato forma pořízení digitálního obrazu je vhodná zejména pro malá či vzdálená pracoviště, která provádějí řádově několik snímků denně [3].

2.2 Bezfilmová radiologie

Tato metoda je do budoucna jednoznačně nejperspektivnějším a nejefektivnějším způsobem získání obrazové informace v radiologii. Přináší vysokou kvalitu obrazu, ekonomičnost provozu, jednoduchost a rychlost zpracování. Pro získání digitálního snímku můžeme použít tyto metody:

- 1) Digitální radiografie (computed radiography – CR)
- 2) Přímoú radiografii

Z hlediska stupně současnosti zavádění obrazové informace (tzn. Podle toho zda se obraz snímá bodově, řádkově nebo celý na jednou) rozdělujeme proces sběru dat na:

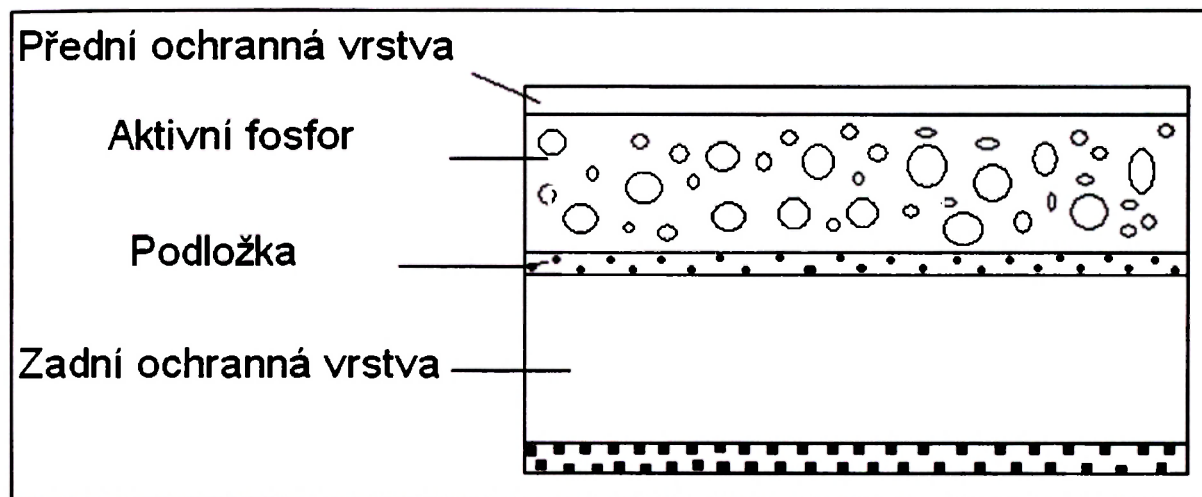
- Postupné zavádění obrazové informace (point-scanned detektor)
- Smíšené zavádění obrazové informace (line-scanned detektor)
- Současné zavádění obrazové informace (area detektor)

Nejlepším způsobem zavádění obrazové informace je používat detektory u nichž se sejme celý obraz najednou (area detektor), snižují radiační dávku a minimalizují pohybové artefakty [4].

2.2.1 Digitální radiografie (computed radiography - CR)

U této metody se používají speciální detekční přepisovatelná paměťová média (storage phosphor screen – SPS), kterými je možno nahradit drahý fotografický materiál. Paměťová média využívají jevu fluorescence-fotostimulační obrazová fólie. Na fólii použitý fosfor má tu vlastnost, že pouze část absorbované energie je okamžitě vyzářena luminiscenčním procesem, zbytek absorbované energie je pohlcen a může uchovávat latentní obraz až několik hodin. Po provedení expozice rtg zářením se obraz na fólii skenuje pomocí laserového zařízení do paměti počítače. Skenující laserový paprsek vyvolá ve folii emisi elektromagnetického záření ve viditelné části spektra, které je úměrná intenzitě dopadlého rtg záření. Vzniklé světelné záření je detekováno např. fotonásobičem, analogový signál z výstupu fotonásobiče je digitalizován v A/D převodníku a obraz je uložen do paměti [1, 8].

Fólie jsou uchovávány ve speciálních kazetách. Exponovaná kazeta je vložena do čtecího zařízení, ve čtečce se fólie automaticky vyjme z kazety, přečte, vymaže a opět vloží do kazety. Tím je připravena k dalšímu použití. Tyto fólie mohou být použity pro několik tisíc až desítek tisíc expozic [3].

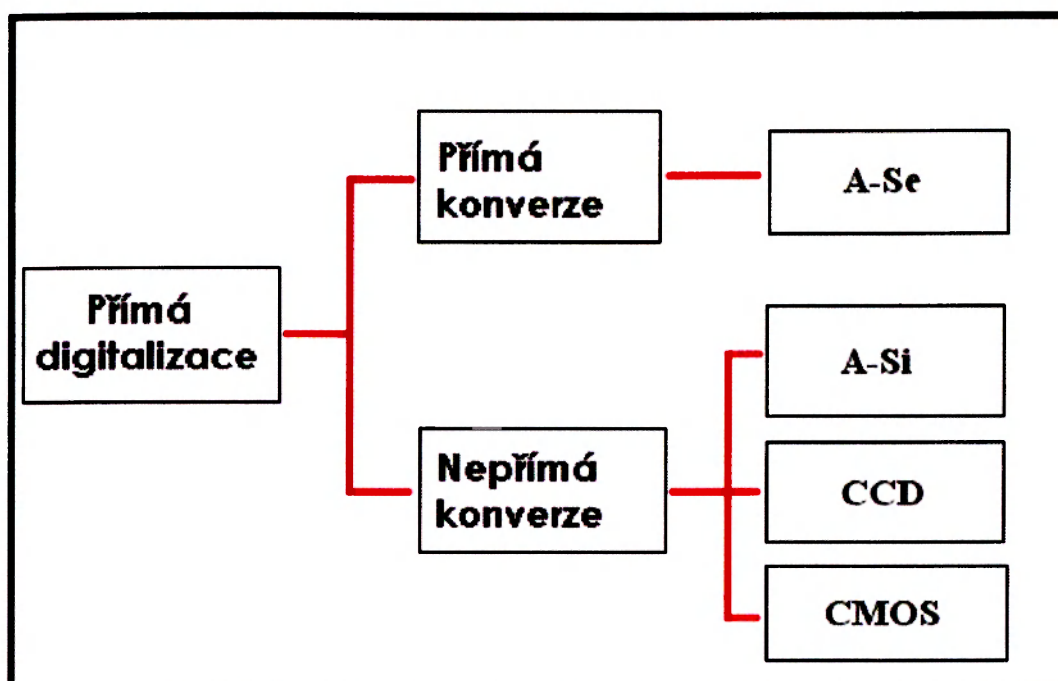


Obr. 2.1: Schéma kazety s fólií (podle [8])

2.2.2 Přímá radiografie

Jedná se o snímací zařízení rtg záření, kde na výstupu dostáváme analogový signál, který je digitalizován. V získaném signálu je obsažena informace o parametrech a prostorových souřadnicích snímaného bodu.

Tyto snímáče se nazývají obrazové detektory pro přímou radiologii (Direct Digital Radiography, DDR). Schématické rozdělení detektorů pro přímou radiografii je znázorněno na obr. 2.2. Používají se dva typy detektorů založených na přímé či nepřímé konverzi rtg záření, které jsou označovány podle svého vzhledu jako ploché panelové detektory (Flat Panel Detector, FPD) [4]. Všem těmto detektorům je společný způsob akumulace obrázků. Signál detekovaný každým obrazovým pixelem je integrován v analogové paměti detektoru. V analogové paměti však dochází s časem ke ztrátě informace. Doba integrace (expozice) je tedy omezená.



Obr. 2.2: Rozdělení přímé digitalizace

Ploché panelové detektory rentgenového záření pronikají do všech oblastí medicíny, kde je pro diagnostiku využíváno rentgenové záření. První oblastí využití se stala skiografie, mamografie, dále se uplatňují v kardiologii, angiografii a stále více i v skiaskopii. Technologie plochých detektorů vítězí nad klasickými zobrazovacími systémy. Dominantní metoda je založena na systému nepřímé konverze rentgenového záření, využívá scintilačních krystalů např. CsI, Gd_2O_2S a dalších. Tato metoda se nejčastěji využívá ve skiaskopii, skiografii a angiografii. Jiná metoda využívá přímé konverze rentgenového záření, kterou umožňují polovodičové materiály např. A-Se, Ge(Li), HPGe, CdTe. Tato metoda nalézá své uplatnění především v mamografii [5].

2.2.3 Ploché panelové detektory založené na přímé konverzi záření

Detektory rentgenového záření využívající přímé konverze představují určitý ekvivalent ionizačních komor. Na rozdíl od plynových detektorů je detekční médium polovodičových detektorů tvořeno tuhou látkou – polovodičem. Jedna z hlavních výhod polovodičových detektorů spočívá v potřebě podstatně menší energie k vytvoření jedné dvojice elektron – díra. Hmotnost polovodičových materiálů je přibližně $1000 \times$ větší než je tomu u plynů. Vlivem toho je dosah dopadajícího záření mnohem menší než u plynových detektorů, takže k úplnému předání celkové energie detekovaného záření postačí detektor o značně menších rozměrech. Z toho plynoucí výhody polovodičových detektorů:

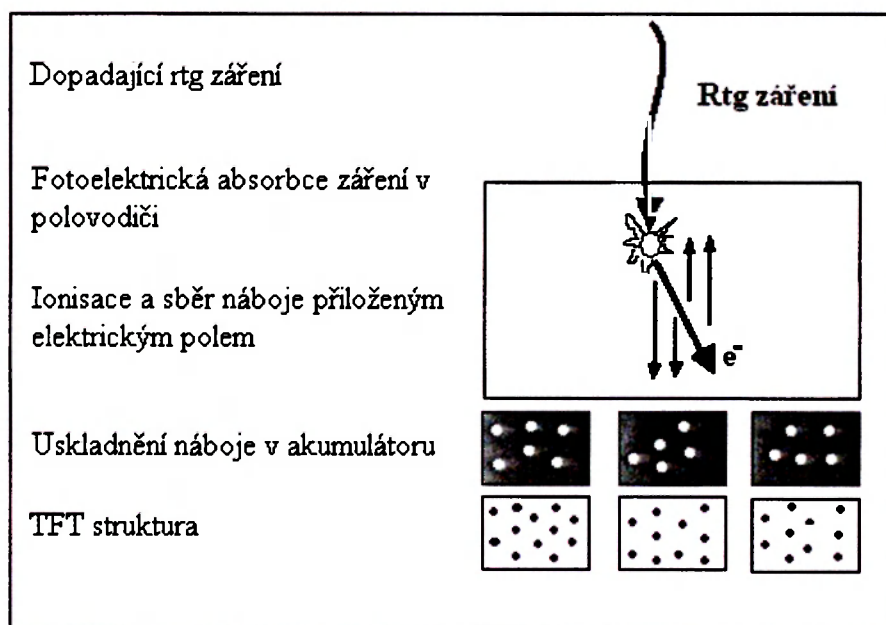
- Tenké detektory s velkým signálem
- Snadná a přesná lokalizace pulzu

Polovodičové materiály z kterých se detektory vyrábí charakterizují tyto vlastnosti:

1. Vysoká absorpce dopadajícího záření
2. Vysoká konverzní účinnost (vznik velkého počtu dvojice elektron – díra na jedno dopadající kvantum záření)
3. Vysoká účinnost sběru vzniklého náboje

Fyzikální mechanismus přímé konverze

latentní rtg obraz \rightarrow absorpce rtg záření v polovodiči (Se) \rightarrow přeměna na elektrický náboj, zesílení elektrického signálu a přenos dat TFT strukturovou \rightarrow A / D převod.



Obr. 2.3: Princip detektoru s přímou konverzí (podle [5])

Z elektronického hlediska je polovodičový detektor v podstatě dioda zapojená v elektrickém obvodu s vysokým napětím (cca 1000-2000 V) přes velký ohmický odpor v závěrném směru, takže v klidovém stavu obvodem neprotéká elektrický proud. Dopadající záření je absorbováno polovodičovým materiálem, kde vytváří elektrony o vysoké kinetické energii. Ty putují skrz materiál kde ztrácí svoji energii, vzniká mnoho dvojic elektron – díra, které jsou sebrané přiloženým elektrickým polem a transportované k příslušným elektrodám. Jedno kvantum absorbovaného záření vytvoří až tisíc párů elektron – díra. Vzniklý elektrický náboj je na své cestě k elektrodám zachycován materiálem polovodiče a také dochází k částečné rekombinaci, takže výsledný sebraný náboj neodpovídá celkové energii absorbovaného záření. Pro dosažení vysoké efektivity sběru náboje je velice důležitá intenzita aplikovaného elektrického pole ($10 \text{ V}/\mu\text{m}$), která snižuje možnost rekombinace a záchytu náboje v materiálu. Použití takto vysokého elektrického pole vede k tomu, že výsledný sebraný náboj na elektrodách je téměř roven náboji, který vznikl při absorpci záření.[2, 5]. Zkreslení v procesu konverze latentního rtg obrazu na elektrický signál je u přímé metody způsobeno pouze jedním mechanismem převodu. Lze tedy předpokládat, že výsledné zobrazení bude lepší nežli v případě dvojnásobné konverze, kterou využívají detektory založené na nepřímé konverzi. Typickým polovodičovým materiálem pro přímou konverzi je amorfnní selen (A-se), který dosahuje výborných detekčních vlastností a vysoké rozlišovací schopnosti [4].

2.2.4 Ploché panelové detektory založené na nepřímé konverzi záření

Nejpoužívanější technologií pro výrobu plochých detektorů je v dnešní době technologie založená na dvoustupňové konverzi rtg záření. Detektory pracující na principu nepřímé detekce rtg záření se skládají z:

Scintilačního krystalu: Energie dopadajících kvant záření se mění na světelnou energii emitujících fotonů.

A. Amorphous silicon active pixel matrix

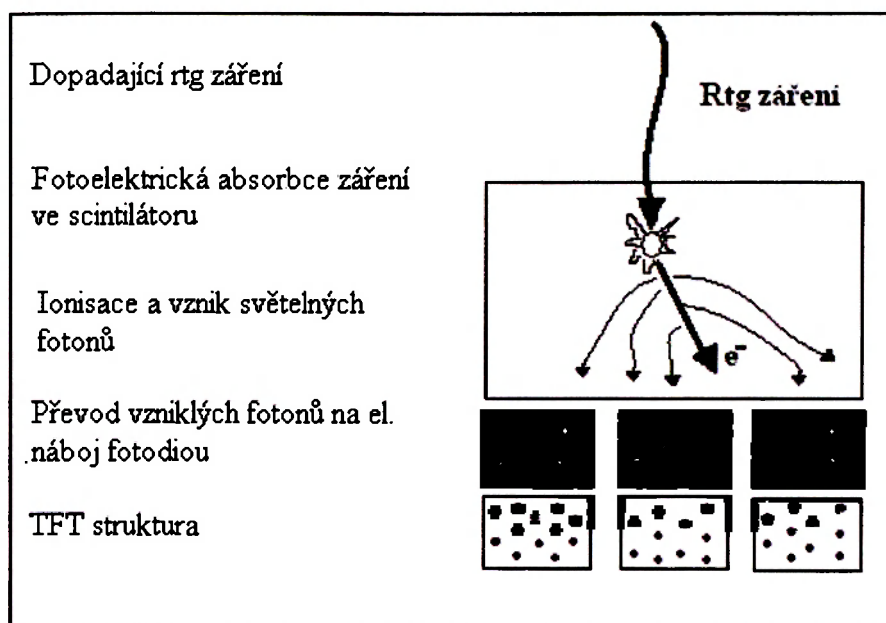
- **Fotodioda (A-Si)** dopadající fotony jsou přeměňovány na elektrický náboj.
- **TFT tranzistory** převádějí el. náboje na výstupní signál.

B. CCD, CMOS snímače

Nejprve dochází k absorpci rentgenového záření fotoefektem ve scintilačním krystalu vznikají elektrony s vysokou kinetickou energií. Tyto elektrony ztrácejí svoji energii v scintilačním krystalu za vzniku velikého počtu párů elektron-díra, následně dochází k jejich rekombinaci a produkci fotonů ve viditelné části spektra. Vzniklé fotony jsou absorbovány fotodiodou, CCD, CMOS snímačem za vzniku elektrického náboje. Vývojový trend spěje k používání fotodiod z (A-Si).

Fyzikální mechanismus nepřímé konverze

latentní rtg obraz → absorpce rtg záření v scintilačním krystalu → přeměna rtg záření na světelnou energii → snímání polem fotodiod a převod na el. náboj → el. signál, přenos dat TFT strukturou → A / D převod



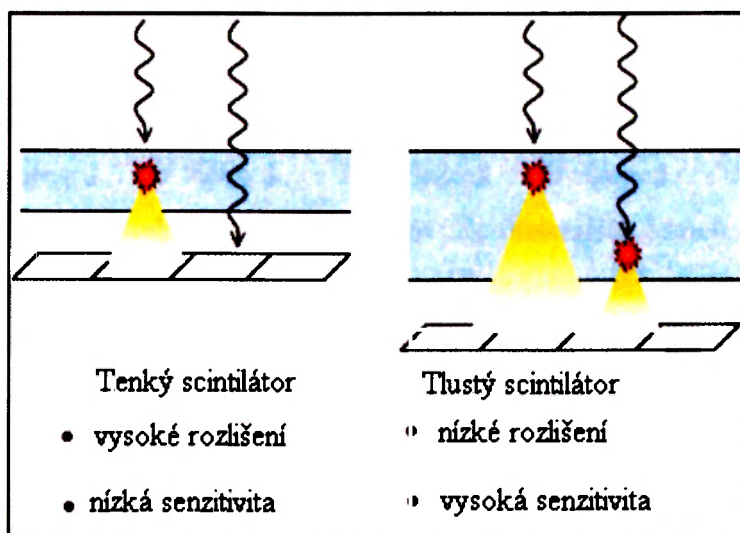
Obr. 2.4: Princip detektoru s nepřímou konverzí (podle [5])

2.2.4.1 Scintilační krystaly

Mezi nejpoužívanější scintilační krystaly patří gadolinium oxysulfide ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) a thalium-doped cesium iodide (CsI:Tl) [6].

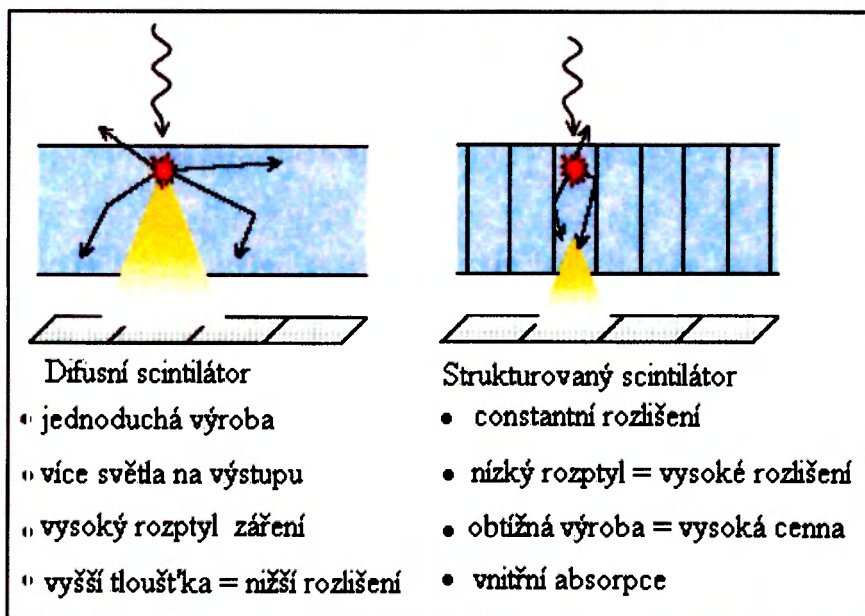
Gadolinium oxysulfide dopovaný tyberiem ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S: Tb}$, zkráceně Gadox) je scintilační krystal, který se vyznačuje velice efektivním převodem dopadajícího rtg záření na světelnou energii. Díky vysokému atomovému číslu a vysoké hustotě je velice dobrým absorbátorem rentgenového záření. Má však i své záporné vlastnosti především možnost výroby pouze homogeních vrstev s malou krystalickou strukturou. Tato vlastnost způsobuje, že každý světelný záblesk vzniklý po absorpci kvanta rtg záření se před dopadem na fotodiodu difusně rozptýlí a ozáří větší plochu na fotodiodě [6].

Důsledkem je snížení celkové prostorové rozlišovací schopnosti detektoru. Abychom zabránili tak velkému rozptylu záření můžeme snížit celkovou tloušťku scintilačního krystalu, dosáhneme tím lepší prostorové rozlišovací schopnosti, ale zároveň zhoršíme celkovou senzitivitu detektoru především v oblasti záření o vyšší energii, toto záření nám scintilačním krystalem prochází a nepředává mu celou svoji energii (obr. 2.5) [6].



Obr. 2.5: Vliv tloušťky scintilátoru na jeho převodní vlastnosti (podle [5])

Cesium iodide (CsI) je scintilační krystal s vysokou krystalickou strukturou tzv. strukturovaný scintilátor u CsI s jehlicovitou strukturou. Ve strukturovaném scintilačním krystalu prochází emitované světlo úzkými vertikálními kanály, které zabraňují rozptylu záření. Tyto scintilátory dosahují nejlepší prostorové rozlišovací schopnosti. Rozdíly mezi difusním a strukturovaným scintilátorem jsou dobře znázorněny na obr. 2.6. [6].

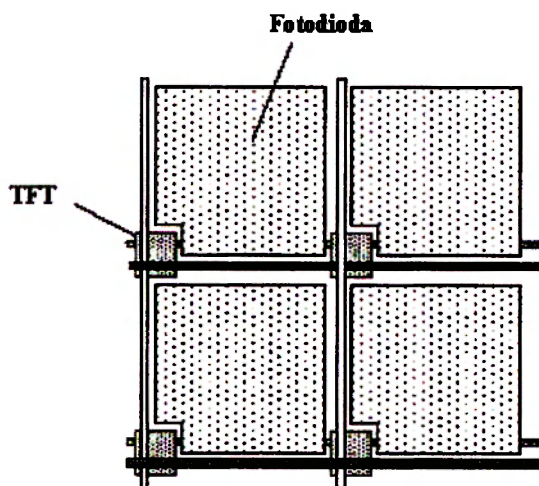


Obr. 2.6: Rozdíly mezi difusním a strukturovaným scintilátorem (podle [5])

Bohužel i tyto scintilační krystaly s vysokou vnitřní strukturou mají své záporné vlastnosti, především je to velice obtížná výroba krystalu v dostatečné tloušťce a s tím spojená i vysoká cena. Krystaly mají také svou vnitřní absorpci rtg záření a nedochází u nich tedy k úplné absorpci energie záření. Tyto nevýhody mohou někdy převážet nad jejich přínosy, výsledné rozhodování mezi Csl a Gadox scintilátorem je tedy velice obtížné [6].

2.2.4.2 Amorphous silicon active pixel matrix

Rozvoj komerčních LCD monitorů (liquid crystal display) umožnil využití této technologie i v radiologii. Tato technologie je založena na hydrogenated amorphous silicon (a-Si:H), který má všechny vlastnosti polovodičových materiálů, fotoelektrickou vodivost, schopnost dotování a možnosti vytváření struktur. Takovéto vlastnosti umožňují výrobu elektrických součástek, velkoplošných sendvičů TFT (Thin-film transistor) a fotodiod [5].



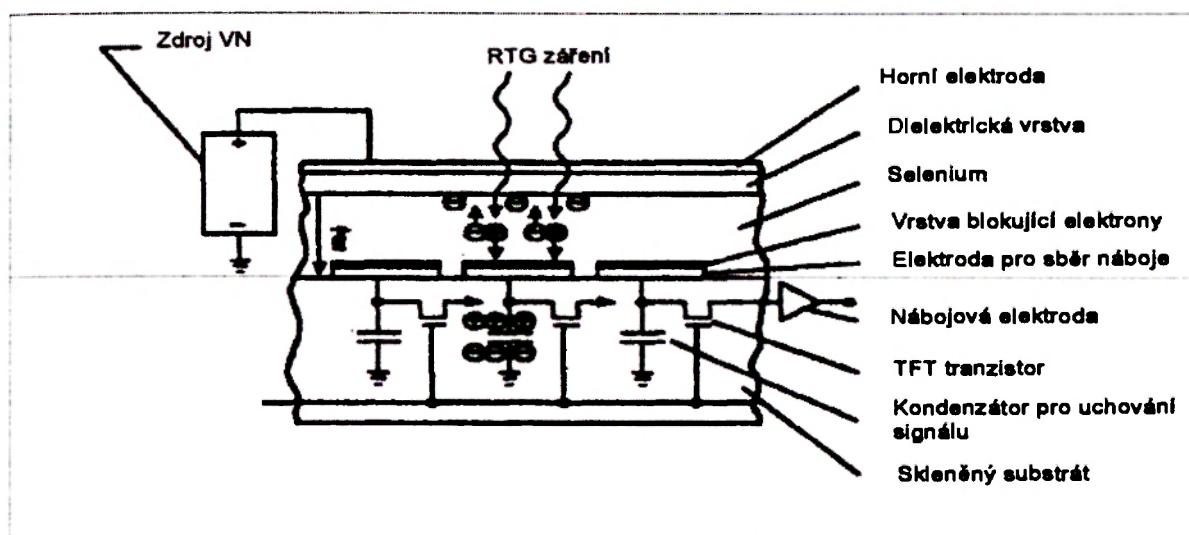
Obr. 2.7: Schématický pohled na bodovou strukturu amorphous silicon active matrix u detektoru s nepřímou konverzí (podle [5])

Fotodioda

Fotodioda je plošná polovodičová součástka konstrukčně upravena tak, aby v oblasti přechodu PN pronikalo světlo. Není-li přechod osvětlen, má voltampérová charakteristika fotodiody stejný průběh, jako má charakteristika běžné plošné diody. Při dopadu světelného záření jsou ve fotodiodě generovány páry, elektron-díra a diodou protéká proud (proces převodu světelné energie na elektrický proud je podobný jako u solárních panelů) [9].

Technologie TFT

Velkoplošný sendvič TFT je společný pro většinu systémů s přímou i nepřímou konverzí. Detekční částí flat panelu spolu s nábojovými kolektory dělí (detection pixels) nebo fotodiodami a čtecí elektronikou sousedí přímo s rtg citlivou vrstvou. Každý detekční element obsahuje TFT a kondenzátor k akumulaci signálového náboje. TFT matrice bývá většinou umístěna na skleněném substrátu v několika vrstvách, které začínají čtecí elektronikou na nejnižších pozicích a končí vrstvou nábojových kolektorů na nejvyšších pozicích (obr. 2.8). Když je TFT aktivován adresovacím signálem z rychlé procesorové jednotky, je akumulovaný náboj „přečten“ a přiveden do rychlé signálové procesorové jednotky. Každý TFT tranzistor je chráněn proti nadbytečnému signálovému náboji na akumulacním kondenzátoru pro případ přexponování detektoru pomocí ochranného obvodu. Problémy technologie jsou spojeny především se šumovými signály, jejich teplotní závislostí a rychlostí čtení každého detekčního elementu [4].



Obr. 2.8: Schéma TFT technologie u detektoru s přímou konverzí (podle [4])

2.2.4.3 CCD, CMOS snímače

CCD (Charge Coupled Device) a CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) snímače jsou vyzkoušenou digitální technologií pro cílené zobrazování. Princip převodu rtg záření na světlo je u CCD a CMOS snímačů stejný jako je tomu u detektorů založených na (A-Si) technologii, rozdíl je ve způsobu převodu světelné energie na elektrický signál.

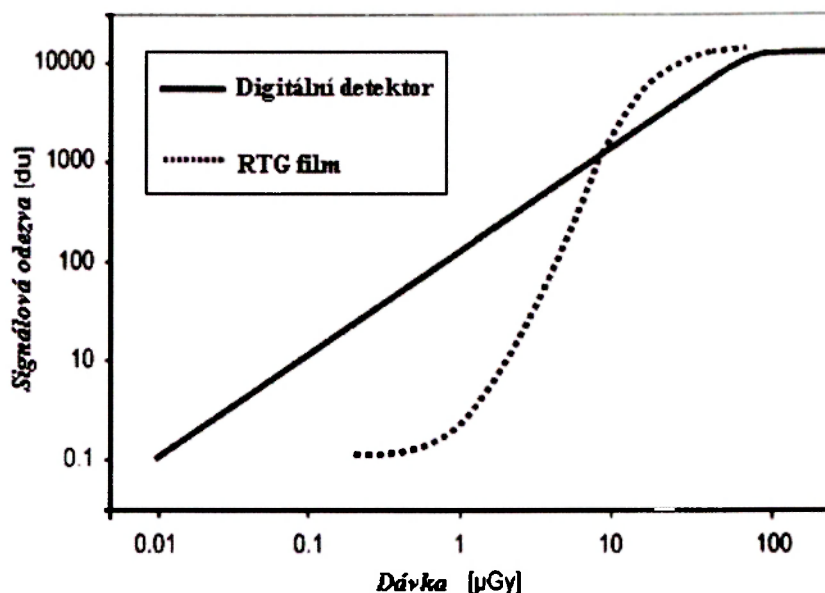
CCD kamery jsou dlouhodobě používány v elektronice jako zařízení pro přenos a uschovávání náboje, ale zejména jako zobrazovací prvky pro optická zařízení (videokamery). V 80. letech se poprvé začaly používat i jako detektory částic. CCD senzory jsou malé destičky složené z polovodičových buněk. Jedná se tedy o světlocitlivou matici buněk, na které se plošně rozmístí elektrický náboj odpovídající intenzitě dopadajícího světla. Výhodou CCD snímačů je nízký šum, vysoké rozlišení a vysoká senzitivita, nevýhodou vysoká náchylnost na radiační poškození a z toho plynoucí možnost použití do 50 kV. CMOS snímače generují náboj, který je úměrný dopadajícím fotonům. Vyrábí se stejnou technologií jako mikroprocesory, technologie výroby je tedy velice vyspělá. V praxi však dávají pasivní CMOS špatný obraz, vývoj se proto soustředí na aktivní CMOS. Každá světlocitlivá buňka je doplněna aktivním obvodem, který vyhodnocuje vzniklý šum a aktivně ho eliminuje [4, 6, 7].

2.3 Výkonové charakteristiky detektorů

Tyto parametry charakterizují detektor. Na základě jejich zhodnocení lze usuzovat jak kvalitní bude výsledný obraz

2.3.1 Dynamický rozsah

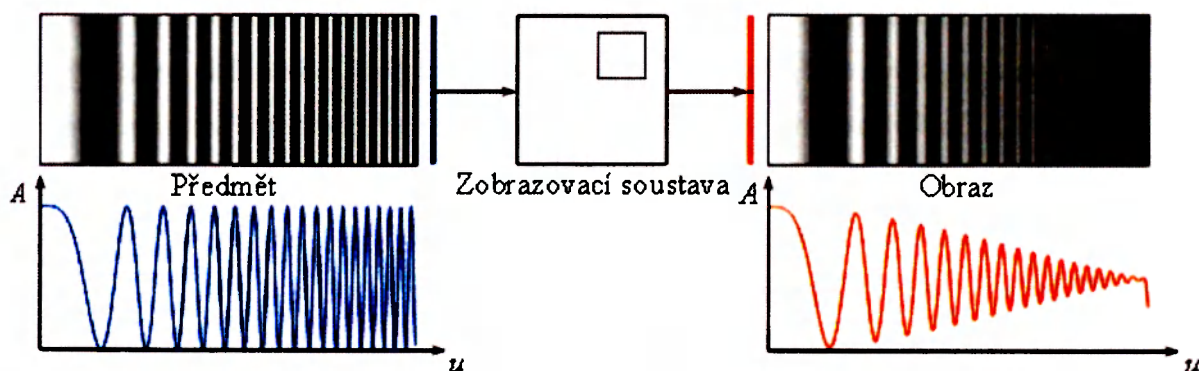
Dynamický rozsah je poměr mezi nejmenší a největší hodnotou. U zobrazovacích systémů jsou to stupně šedi. Digitální zobrazovací systémy nabízejí širší rozsah zobrazení stupnice šedi s možností úpravy obrazu tak, aby zobrazení jednotlivých struktur obsažených v tkáni bylo optimální. V ideálním případě je signál ($1 \text{ DU} = 500 \text{ e}^-$) získaný z výstupu detektoru lineárně závislý na dávce. Tato lineární závislost je u plochých detektorů mnohem větší než u klasického filmu. Dynamický rozsah rentgenového filmu je nižší a lineární oblast senzitometrické křivky je omezená (obr. 2.9) Snímky podexponované či přeexponované jsou na monitoru při použití digitálního detektoru dobře čitelné pouze s nutnou změnou jasu. Na filmu budou světlé a tmavé oblasti snímku mimo lineární oblast senzitometrické křivky, a proto budou deformovány jejich zakřivenými částmi. Zkreslení obrazu při použití digitálních detektorů je mnohem menší [5].



Obr. 2.9: Závislost signálu na dávce

2.3.2 Modulační přenosová funkce (MTF)

MTF popisuje účinnost přenosu kontrastu na jednotlivých prostorových frekvencích. Definuje se jako podíl kontrastu výstupního obrazu v obrazové rovině ku kontrastu vstupního předmětu v předmětové rovině zobrazovacího systému. *MTF* vycházející z názorné představy sledování kontrastu sinusového testovacího obrazce s proměnným prostorovým kmitočtem na výstupu zobrazovacího systému (obr. 2.10). Prostorová frekvence se udává v počtu páru čar na milimetr (lp/mm). Čím vyšší a s čím větší účinností jsou přenášeny prostorové frekvence, tím lépe budou zobrazovány všechny detaily obrazu [4,11].



Obr. 2.10: Znázornění přenosu kontrastu zobrazovací soustavou (podle [11])

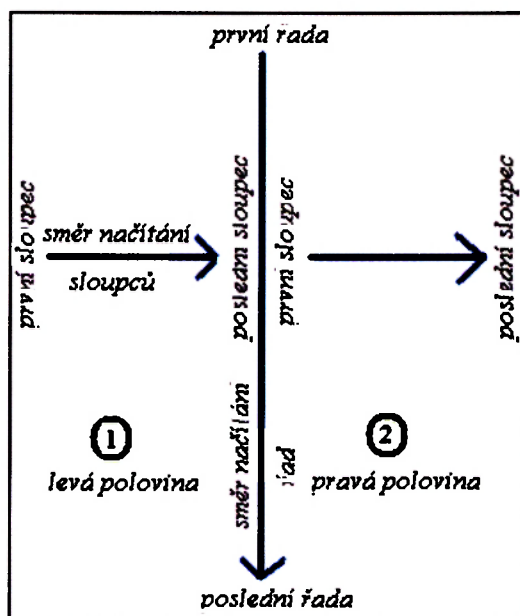
2.3.3 Detekční kvantová účinnost (DQE)

DQE poskytuje informaci o přidaném parazitním signálu (šumu) k signálu nesoucí obrazovou informaci na všech úrovních jeho zpracování. DQE tedy charakterizuje přenos poměru signál/šum, tím i efektivní dávku a rozlišení v kontrastu. Vedle šumových parametrů detekčního procesu také udává, kolik procent dopadajících fotonů se přemění na elektrický signál. DQE je velkou mírou závislá na absorpčních vlastnostech materiálu (u detektorů s nepřímou konverzí je to scintilační krystal) využívaného pro převod rentgenového záření. Systémy s vyšší kvantovou detekční účinností poskytují při menší dopadové dávce kvalitnější zobrazení. DQE je závislá také na dávce a prostorové frekvenci .

2.4 Shad-o-Box 1024 EV (X-Ray Camera)

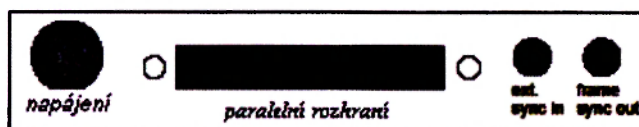
Shad-o-box kamera je komplexní detekční systém rtg obrazu s vysokou rozlišovací schopností. Rozměry detektoru jsou $127 \times 124 \times 23$ mm hmotnost 1.5 kg, velikost aktivní plochy $50 \text{ mm} \times 50 \text{ mm}$ (25 cm^2). Energetický rozsah 10-160 kV, maximální snímkovací frekvence 2.7 snímků za sekundu. Dynamický rozsah 4000:1 (definovaný jako maximální signál dělený šumem). Šum pozadí (23°C) 8 DU/sec ($1 \text{ DU} = 500 \text{ e}^-$) Provozní teplota od 0°C do 50°C . Jádru kamery je tvořeno dvěma poli fotodiod rozdělených do matice 1024×1024 buněk (pixelu) o hraně $48 \mu\text{m}$. Kamera využívá principu nepřímé konverze záření, $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ scintilační krystal je v přímém kontaktu s polem fotodiod, převádí dopadající záření na světlo a to je přímo detekováno fotodiodami. Karbonová vlákna ve vstupním okénku chrání citlivou elektroniku před náhodným poškozením a okolním světlem. Analogový signál získaný z výstupu fotodiodových polí je digitalizován ve dvou paralelních 12 bitových A/D převodnících. Vyčítací sekvence obrazu probíhá ve dvou souběžných kanálech (obr. 2.11). Řady se skenují odshora dolů a sloupce zleva doprava. Skenovaná data jsou posílána přes rozhraní (RS-422) do speciální počítačové karty pro převod analogového obrazového signálu na číslicový (tzv. Frame Grabber, Imagenation PXD 1000) umístěné v PC, kde jsou dále zpracována [6].

Rychlost snímkování kamery může být kontrolována externím synchronizačním signálem, který je přijímán z paralelního rozhraní nebo SMA konektoru. Jestliže není SMA konektor připojen, (snímkování řídí Frame Grabber) kamera běží plynule na maximální snímkovací frekvenci (2.7 snímku za sekundu). V jednom časovém okamžiku může být používán pouze jeden synchronizační vstup. Kamera je lépe řízena pomocí signálů z SMA konektoru [6].



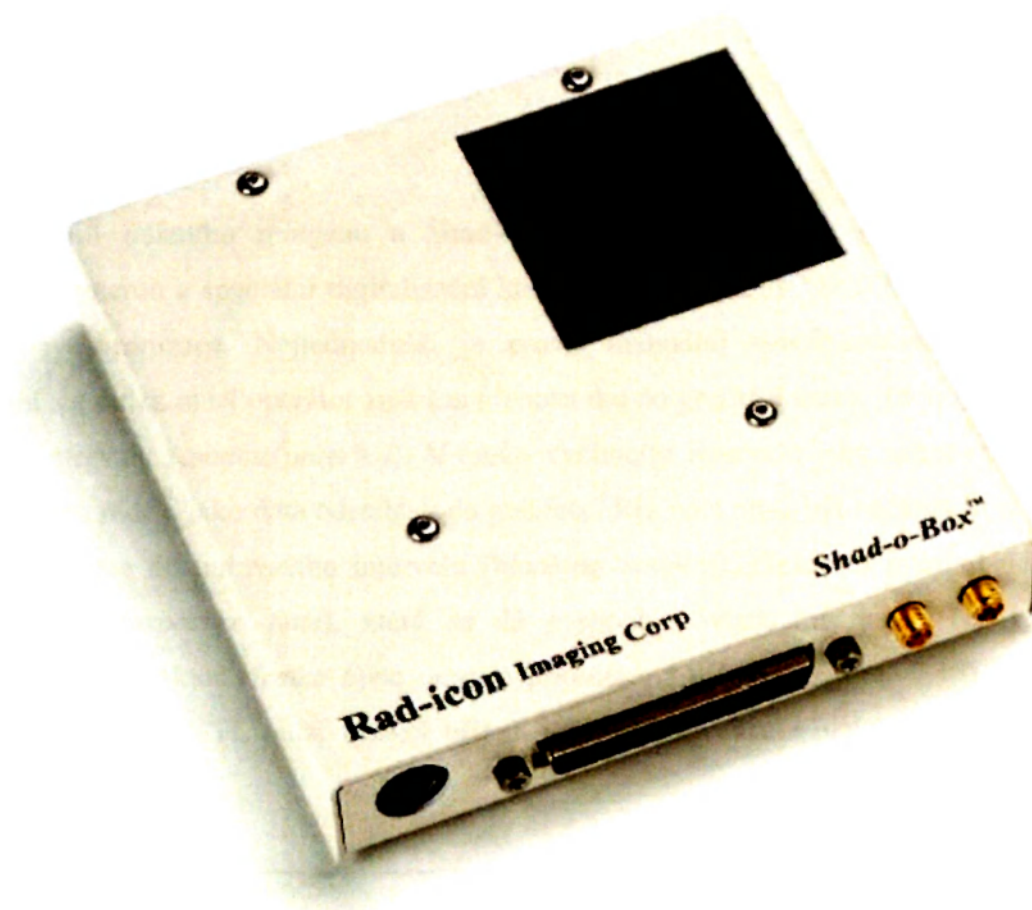
Obr. 2.11: Schéma průběhu načítání obrazu

Detektor je standardně napájen napětím +5V/+12V. S digitalizační kartou obrazu komunikuje prostřednictvím 68-pin mini-D (SCSI-3) konektoru. Pro externí synchronizaci je vybaven dvěma SMA konektory (Ext. sync in, Frame sync out) viz obr. 4.2 [6].

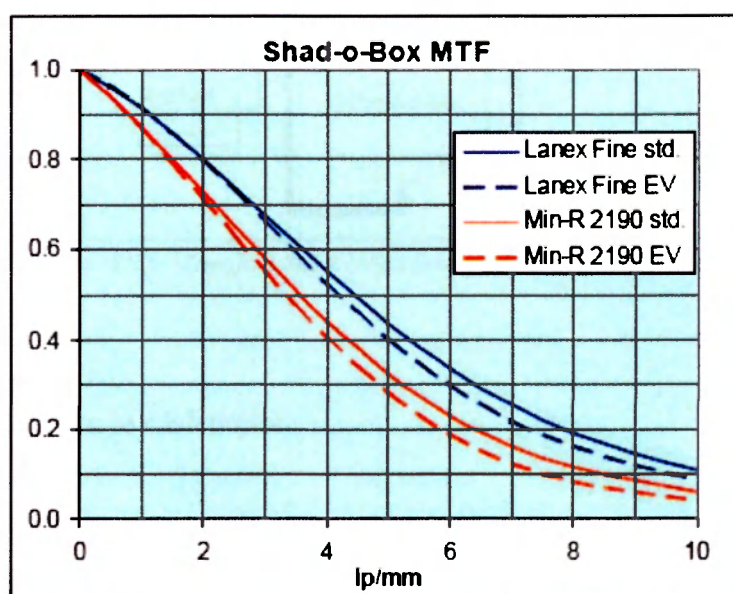


Obr. 2.12: Schématický pohled na uspořádání konektorů

Pořízené snímky jsou zobrazovány a dále zpracovávány v programu Shad-o-Cam. Minimální nároky na hardware jsou procesor Pentium II s operační pamětí 64 MB a standardním softwarem Windows 98 [6].



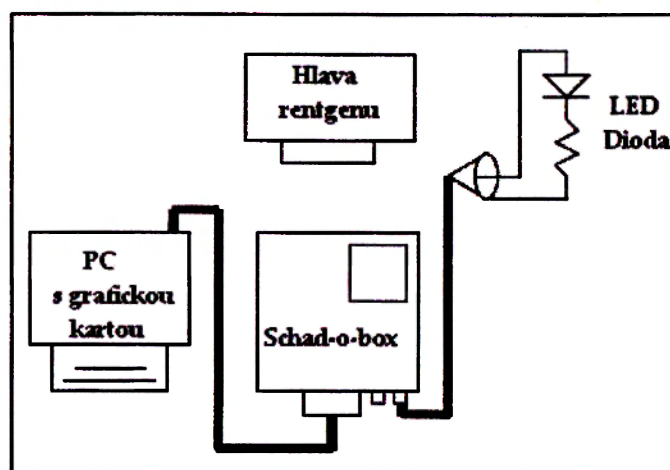
Obr. 2.13: Shad-o-Box kamera



Obr. 2.14: Závislost MTF na použitém scintilačním krystalu

2.4.1 Zobrazování s Pulzním rentgenem

Použití pulzního rentgenu a Shad-o-box kamery vyžaduje synchronizaci mezi rentgenem, kamerou a speciální digitalizační kartou (Imagination PXD 1000). Existuje více možností synchronizace. Nejjednodušší je prostá manuální synchronizace. Pro přesné načasování rtg pulzu musí operátor znát čas přenosu dat do grafické karty, přenos probíhá ve vyčítacím intervalu (*readout interval*). V tomto vyčítacím intervalu jsou skenovány pixely obrazu řada po řadě a jako data odesílány do počítače. Rtg puls musí být načasován mezi tyto vyčítací sekvence do nulovacího intervalu (*blanking interval*). Nulovací interval odpovídá době expozice (*exposure time*), která se dá nastavit v ovládacím menu. Na výstupní synchronizační konektor (*frame Sync output*) připojíme LED diodu (obr. 2.15). Výstupní signalizační signál je TTL pulz, vysoký během vyčítací sekvence a nízký během nulovací sekvence [6].



Obr. 2.15: Zapojení Shad-o-box kamery s manuální synchronizací

Postup získání obrazu je následující:

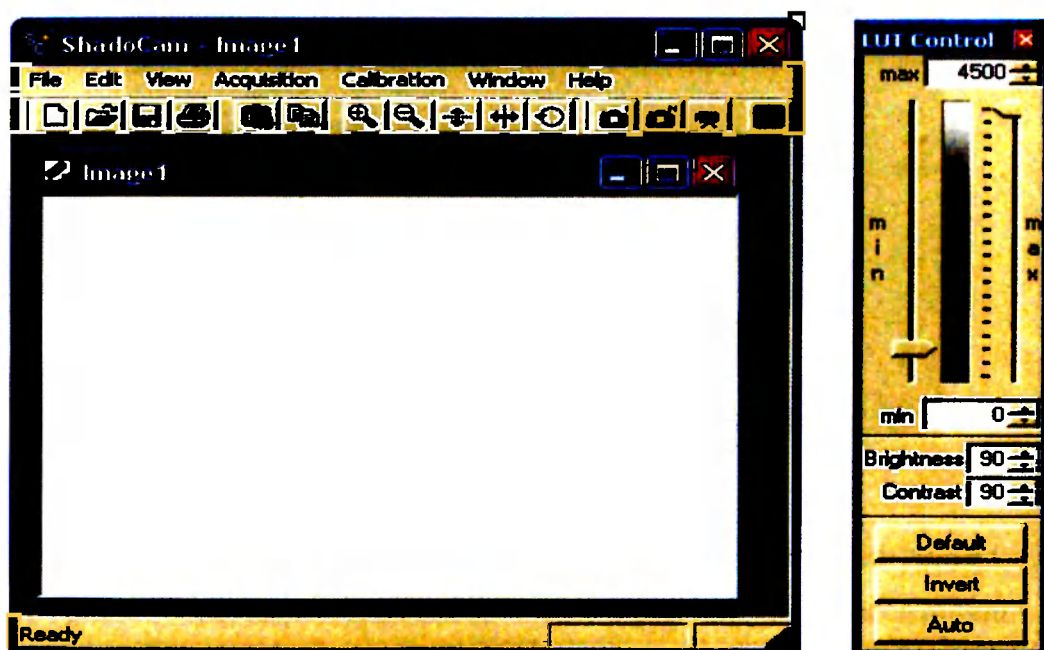
1. LED dioda se rozsvítí, aktivujeme software k získání obrazu (zvolíme Single image v Shad-o-Cam menu)
2. LED dioda zhasne aktivujeme rtg pulz
3. Grafická karta načte data z exponovaného detektoru a zobrazí je na PC monitoru

2.4.2 Programové vybavení Shad-o-Cam

Program Shad-o-Cam (obr. 2.16) je jednoduchá aplikace pro získání, zobrazení a archivaci obrázků z Shad-o-box kamery. Umožňuje také jednoduché manipulace s obrazem a nastavení obrazové korekce. Shad-o-Cam nabízí tři druhy korekce, vyrovnávací korekce (offset correction), ziskové korekce (gain correction) a bodové korekce (pixel correction). Vyrovnávací korekce umožňuje korigovat malé rozdíly signálu v tmavém neozářeném obrazu způsobené vlastní elektronikou kamery. Ziskové korekce napravují vady obrazu způsobené malými nedokonalostmi v obrazové cestě (např. trhlinky v ochranném krytu) nebo nehomogenním rtg paprskem. Bodové korekce opravují jednotlivé bodové defekty, které mohou být v obrazu přítomny.

V hlavním okně programu Shad-o-Cam (Acquisition menu) můžeme nastavit čas pořízení jednoho snímku v položce *Frame exposure*. Dále režim v jakém bude obraz pořízen, máme na výběr čtyři režimy, *Single Image* načte jeden obraz z kamery, *Multiple image* načte sekvenci obrazů z kamery a zprůměrní je v jeden, *Continuous* neustálá aktualizace obrazu, *Preview* nejrychlejší zobrazení blízké živému videu. Můžeme zde nastavit způsob korekce a v okně předvolby (*preference*) také místo ukládání snímků do předem vytvořeného adresáře v položce *Default data directory*, počet zprůměrnovaných snímků pro kalibraci nebo pro více násobný obraz (*Multiple images*) v položce *Frames to average*.

Součástí Shad-o-Cam je okno pro prohlížení snímků a také LUT control panel, který umožňuje měnit kontrast a světlost snímku [10].



Obr. 2.16: Program Shad-o-Cam s otevřeným oknem pro prohlížení snímků a LUT kontrolním panelem

3 Praktická část

3.1 Měření se Shad-o-box kamerou

Všechny snímky byly pořízeny kamerou Shad-o-box 1024, zpracovány speciální kartou (Imagination PXD 1000) a upraveny v programu Shad-o-Cam.

3.1.1 Šum pozadí (Background noise)

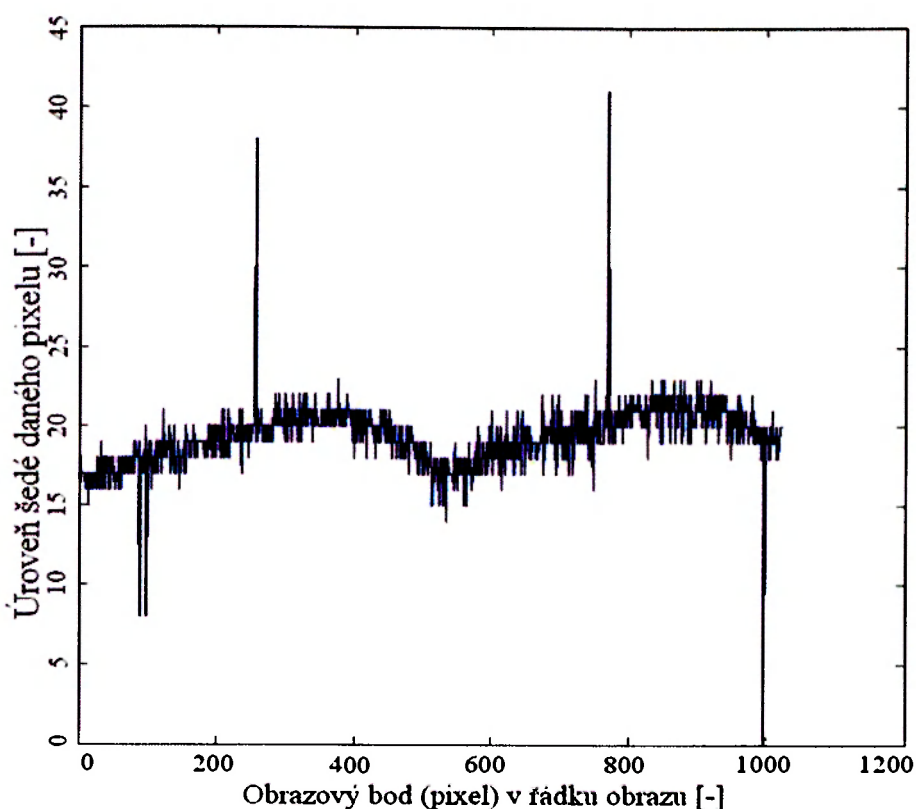
Šum pozadí je způsobem vlastní elektronikou kamery. Je to parazitní signál, který se přičítá ke každému obrázku. K jeho odstranění je nutné použít obrazové korekce v programu Shad-o-Cam (offset correction). Je dobře viditelný v tmavém neozářeném obraze. Snímek pozadí (obr. 3.1) byl pořízen na detektoru, který byl již dříve ozařován rtg zářením. Detektor nahrával 500 ms a na výsledný snímek nebyly použity žádné obrazové korekce z programu Shad-o-Cam. Byla provedena pouze úprava jasu a kontrastu v LUT kontrol panelu, dynamický rozsah snímku je 0 – 256 úrovní šedi



Obr. 3.1: Snímek neozářeného pozadí

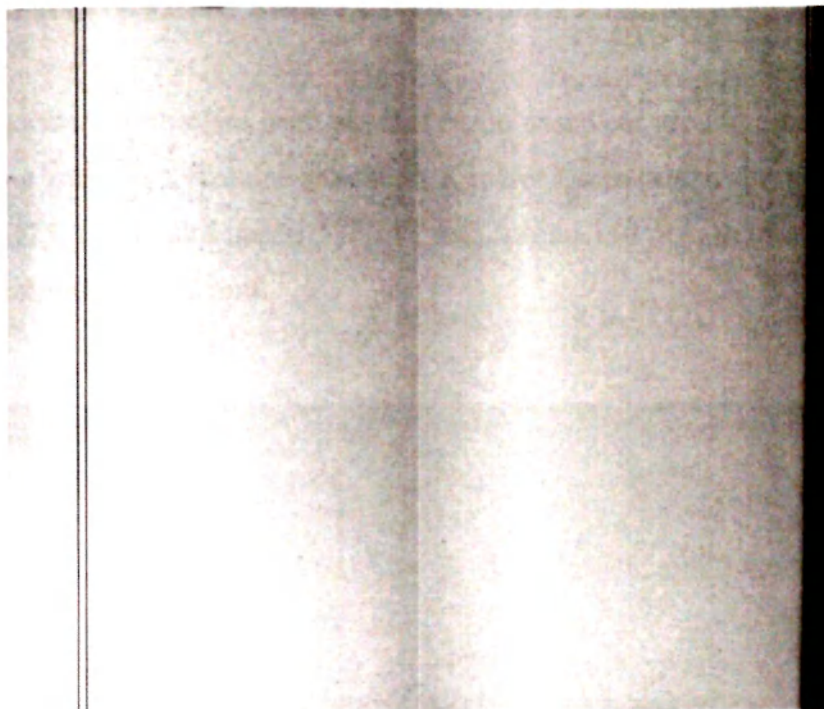
Všimněte si, že kontrast snímku je velmi zvětšený. Na pozadí vidíme střídání světlých a tmavých pruhů odpovídající rozdílnému šumu v jednotlivých řádcích pozadí. Kolmice v centru vznikla důsledkem spojení dvou (ReadEye) senzorů.

V krajní části levého senzoru jsou blízko sebe dvě defektní vertikální řady. Na snímku bohužel špatně viditelné (dobře viditelné také na obr. 3.2). Příčina nízkých a vysokých hodnot (šumu) v ostatních regionech není zcela jasná. Snímek byl v programu Matlab 6.0.0.88 převeden do číselné matice jednotlivých bodů (pixelů) obrazu a z nich byl do grafu 3.1 vykreslen 128 horizontální řádek. V tomto řádku jsou dobře patrné variace hodnot jednotlivých obrazových pixelů. Z grafu je zřejmé, že šum pozadí je nejnižší v levé části detektoru a také klesá v centrální oblasti.

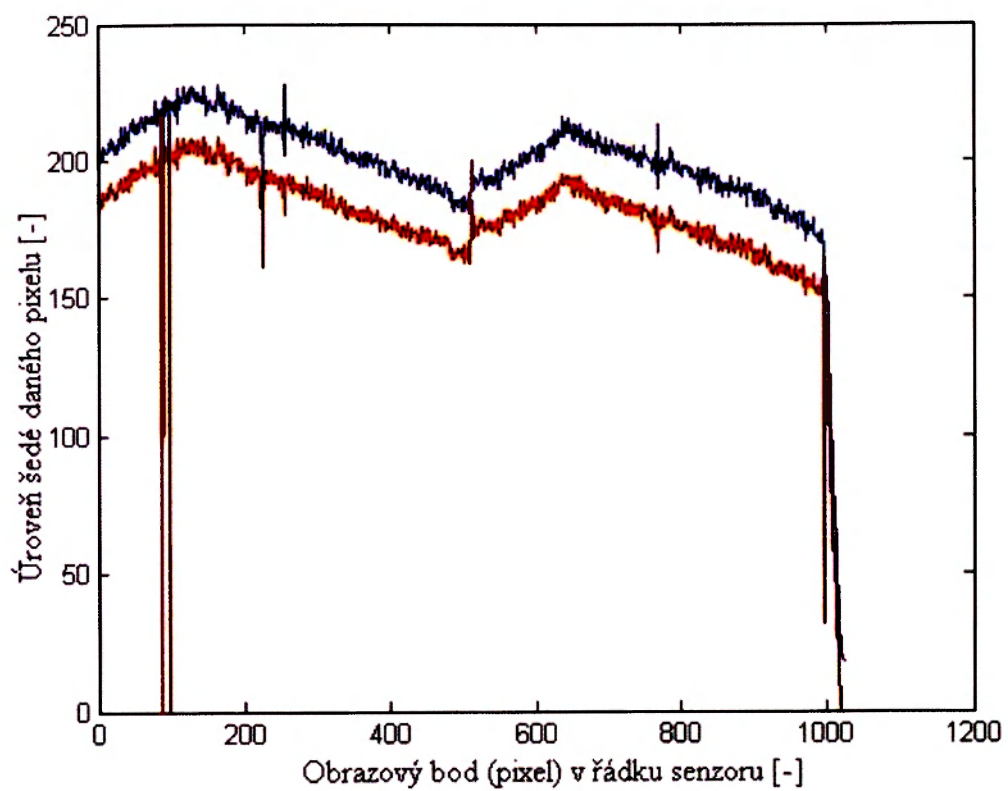


Graf 3.1: Šum v pozadí Shad-o-box 1024 (LUT 0-256)

Dále jsem detektor exponoval po dobu 500 ms rtg zářením o energii 50 kV a pořídil snímek obrazu (obr. 3.2). Tento snímek byl také převeden v programu Matlab 6.0.0.88 do číselné matice jednotlivých pixelů obrazu a z nich byl do grafu 3.2 vykreslen 128 horizontální řádek (v grafu přidělena modrá barva). Oba řádky jsem od sebe odečetl a dostal korigované hodnoty pixelů daného řádku. Hodnoty byly vyneseny do grafu 3.2 a byla jim přidělena červená barva. Z grafu můžeme vyčíst jakou část z výsledného snímku tvoří přidaný parazitní signál (šum) a jakou užitečný signál nesoucí obrazovou informaci. Z toho plyne důležitost již zmínované obrazové korekce (offset correction).



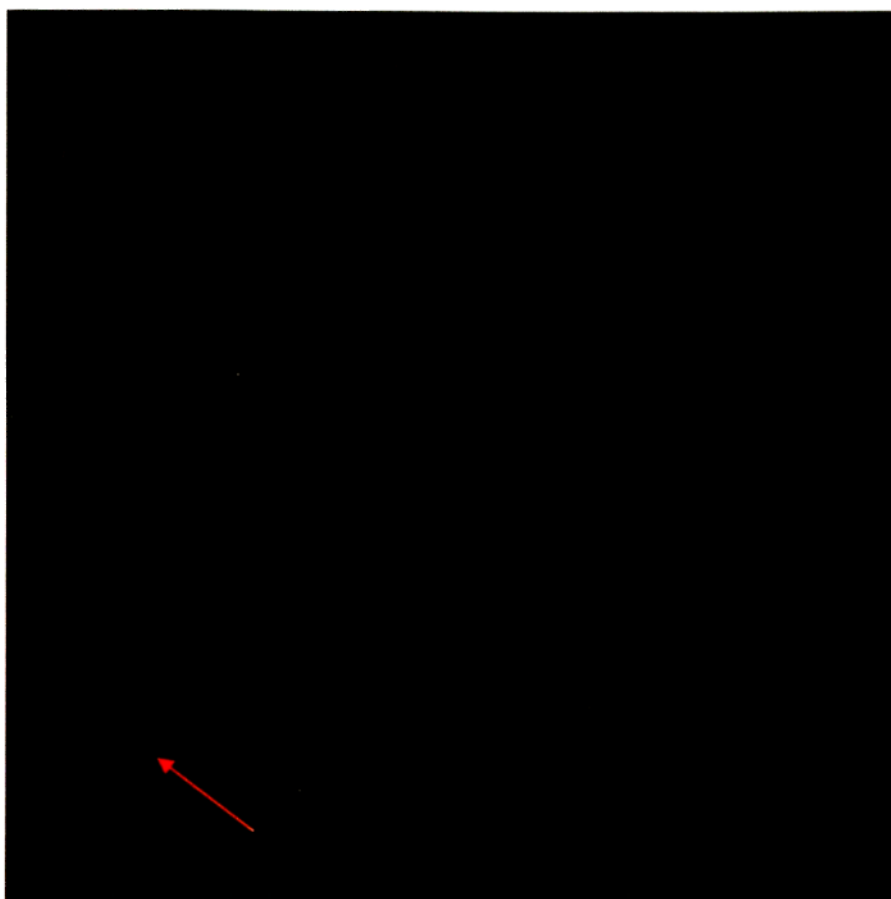
Obr. 3.2: Obrázek z detektoru po ozáření 50 kV



Graf 3.2: Korekce po odečtení pozadí Shad-o- box 1024 (LUT 0-256)

3.1.2 První měření na RDG klinice v Nemocnici v Kladně

Při počátečních měření jsem zkoušel různé nastavení proudu a napětí. Objekty jsem se snažil jenom zobrazit a vizuálně zhodnotit. K měření jsem používal rentgen Varian, model EMERAL D 125, maximální napětí 125 kV, max. proud 130 mA, velikost ohniska 1.0 - 2.0 mm, základní filtrace AL 12 mm.

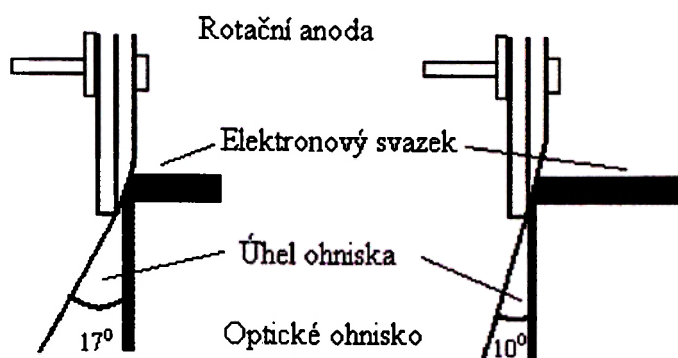


Obr. 3.3: Fantom s jehlou v levém dolním rohu (45 kV, 16 mA, 19,6 mAs)

Při prvním měření na RDG klinice v Kladně jsem se potýkali se špatnou kvalitou snímků (obr. 3.3). Tato špatná kvalita byla způsobena především chybným nastavením kV, mA na rtg přístroji a také značným opotřebením anody. Během měření jsem zjistil rozostření vyzařovaného svazku rtg záření. Toto rozostření bylo způsobeno změnou optického ohniska rentgenky. Velikost optického ohniska záleží do značné míry na anodovém úhlu (obr. 3.4). Trvalým přetěžováním rentgenky se rozrušil materiál povrchu anody a došlo ke zvětšení anodového úhlu a tedy i optického ohniska rentgenky to je dobře patrné z obr. 3.3. [12]. Na obrázku je v levém rohu umístěna jehla (ukazuje na ní šipka). Při normální velikosti ohniska by hrot jehly tvořil na obraze malý kroužek, zde ale vidíme protažení hrotu, které je

způsobeno zvětšením optického ohniska rentgenky. U takto zvětšeného ohniska dochází k velkému snížení prostorové rozlišovací schopnosti.

Tato vada nám znemožnila jakékoli měření na tomto pracovišti. Abychom mohli pokračovat v dalších měřeních, museli jsme si zajistit jiný kvalitnější rtg přístroj, což se nakonec podařilo.



Obr. 3.4: Závislost optického ohniska na anodovém úhlu (podle [12])

3.1.3 Měření na UTEF ČVUT

3.1.4 Průmyslový rentgen Hamamatsu

Rentgen je vyroben japonskou společností Hamamatsu, přesné označení je MICROFOCUS X-RAY SOURCE L8601-01 s wolframovou anodou bez výstupní filtrace opatřený pouze beryliovým výstupním okénkem umožňuje nastavení napětí U v rozsahu 20 až 90 kV a nastavení proudu I od 0 do 250 μA (viz tab. 3.1). Rentgen je umístěn na posuvném stolku, který umožňuje pohyb v osách x , y . Aby se zabránilo úniku záření do okolí je uzavřen v olověné skříni (obr. 3.5).

Parametr	Hodnota	Jednotka
Rozsah napětí	20-90	kV
Rozsah proudu	0-250	μA
Maximální výstupní výkon	10	W
Rozměr ohniska anody	5	μm
Úhel vyzařování	39	°
Možnosti výstupu záření	spojitě	-

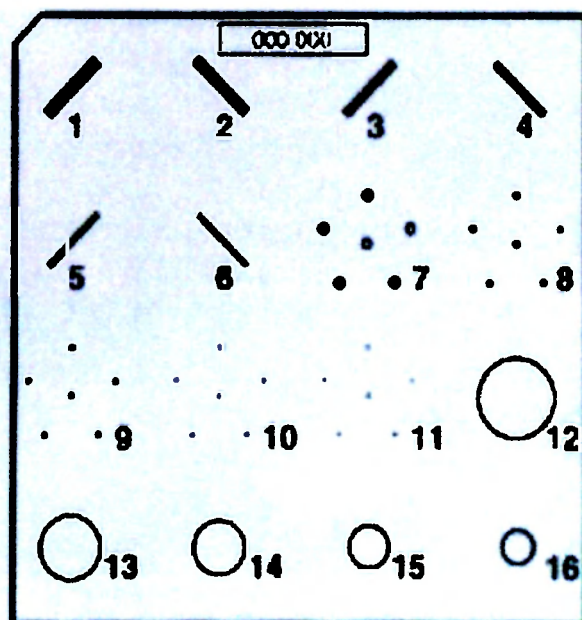
Tab. 3.1: Parametry rentgeny Hamamatsu



Obr. 3.5: Průmyslový rentgen Hamamatsua řídicí elektronika

3.1.5 Fantom Gammex MRI 156

Fantom je objekt, který se z hlediska absorpce a rozptylu rtg záření chová jako skutečná tkáň. Fantom Gammex MRI 156 napodobuje ženský prs složený z 50 % tukovou tkání a z 50 % žlázovou tkání. Fantom je vyroben z Akrylu o rozměrech $4.5 \times 10.2 \times 10.8$ cm. Pro hodnocení zobrazení jsou v něm obsaženy simulace žil, kalcifikací a tumorových mas. Pro použití v mamografii musí být detektor schopen zobrazit minimálně 4 žíly, 3 mikro-kalcifikace a 3 tumorové masy. Rozložení jednotlivých objektů je na obr. 3.6. [13]

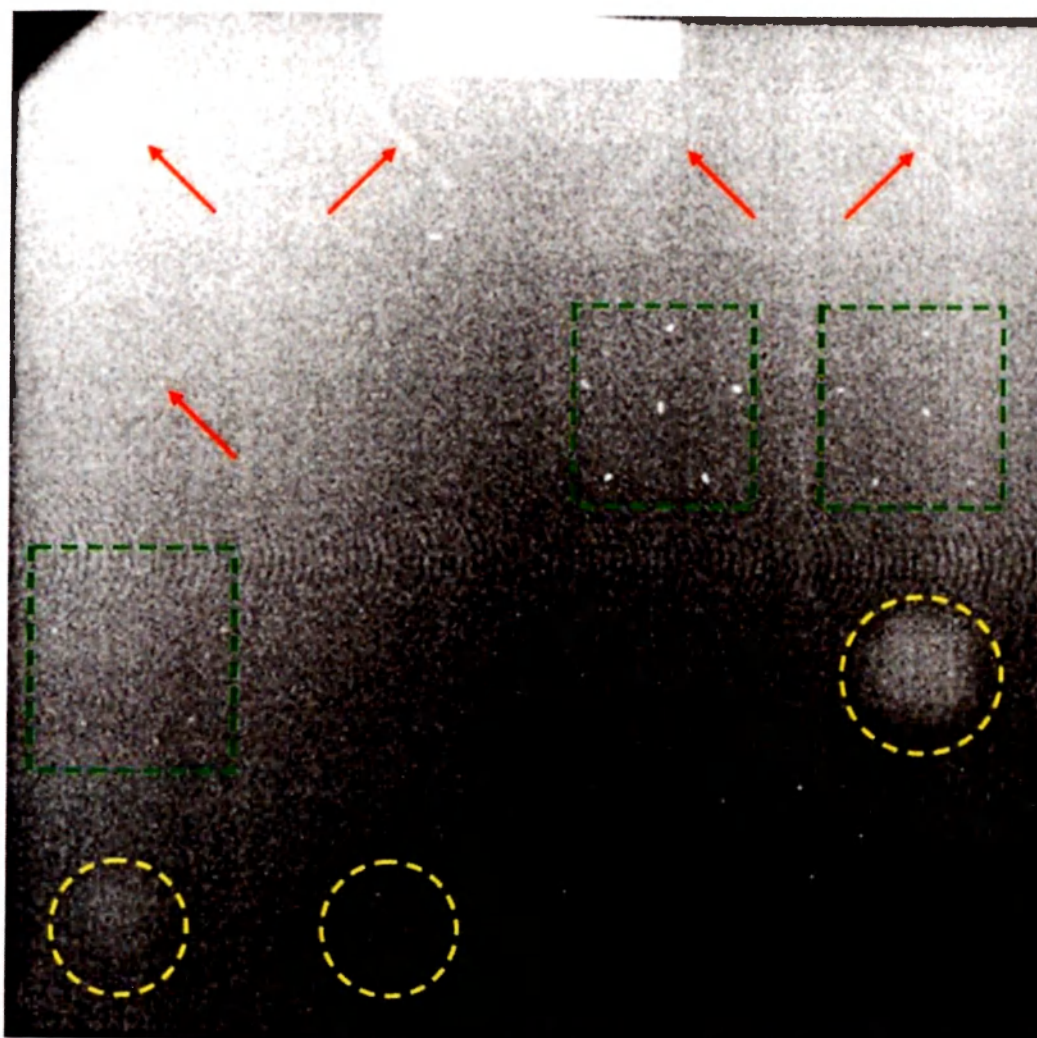


Obr. 3.6: Rozložení objektů ve fantomu Gammex MRI 156

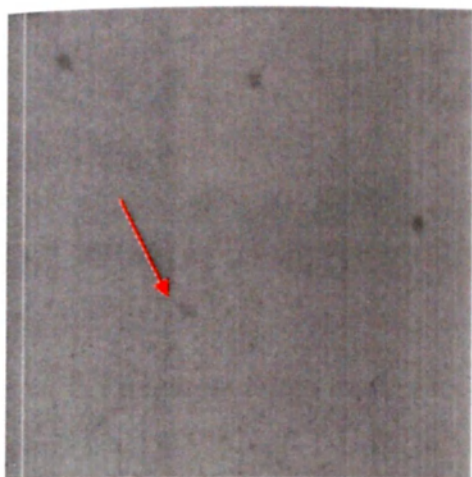
3.3.6 Měření na nízkokontrastním fantomu Gammex RMI 156

Detektor Shad-o-box 1024 jsem testoval na mamografickém fantomu, fantom musí splňovat přísné parametry pro mamografii, odlišit kalcifikace od tumorové masy není vždy zcela jednoduché. Nároky na detektory, které se zde používají jsou proto také značně vysoké. Sledoval jsem jak detektor zobrazí jednotlivé objekty ve fantomu a jestli bude splňovat požadavky na zobrazení stanovené výrobcem tohoto fantomu. Pro porovnání s filmovými metodami zobrazení jsem také pořídil snímek fantomu na běžný rtg film, který byl naskenován (obr. 3.7).

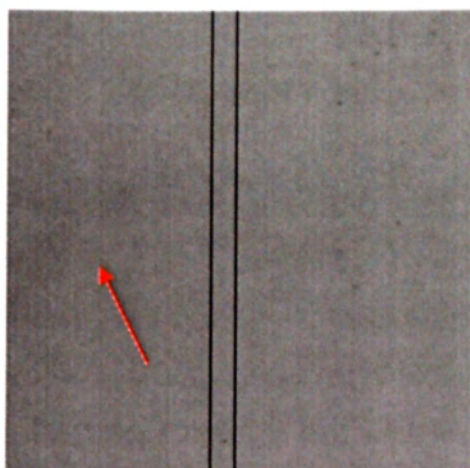
Aktivní oblast detektoru Shad-o-box 1024 je 5×5 cm a rozměry fantomu jsou cca 10×10 cm. Nemohl jsem tedy sejmout celý fantom najednou, ale jen z části, proto jsem musel jednotlivé objekty snímat postupně. Nejlepší kvality snímků bylo dosaženo při napětí U 40.1 kV a maximálním možném proudu I 250 μ A.



Obr. 3.7: Naskenovaný rtg snímek mamografického fantomu, červeně označeny žíly, zeleně kalcifikace, žlutě tumorové masy



Obr. 3.8.1: Kalcifikace Shad-o-box 1024

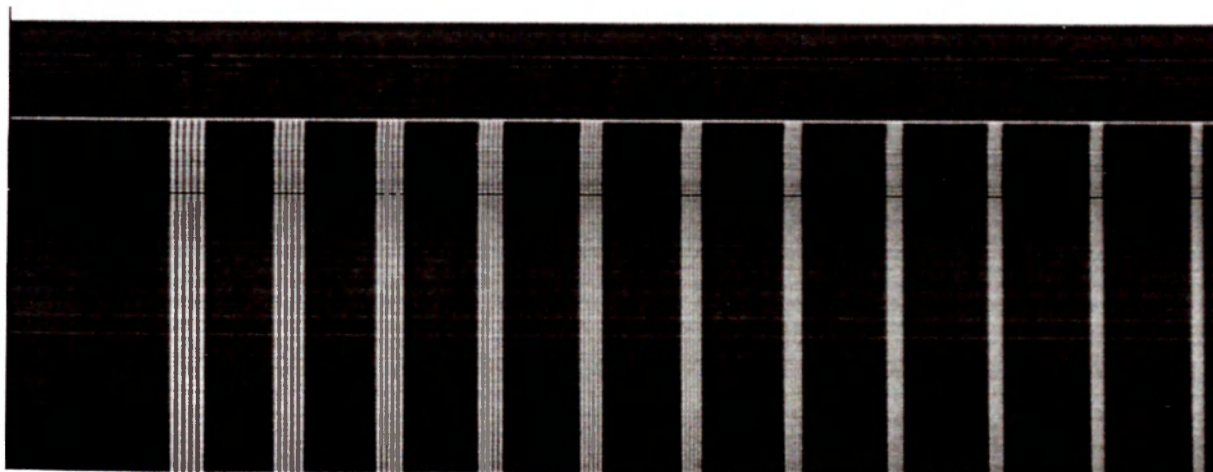


Obr. 3.8.2: Žíla Shad-o-box 1024

Detektor Shad-o-box 1024 dokázal zobrazit 4 žíly, 2 kalcifikace, ale bohužel ani jednu tumorovou masu. Kvalita pořízených snímků nebyla příliš vysoká a zobrazované objekty bylo těžké rozpoznat. Klasický rtg film zde dosahoval podstatně lepších výsledků. Požadavky na zobrazení od výrobce fantomu detektor celkově nesplnil. Shad-o-box 1024 není tedy vhodný pro použití v mamografii.

3.1.7 Vysokokontrastní fantom 25A

Tento fantom se používá pro měření prostorového rozlišení. Prostorové rozlišení hodnotíme podle rozlišitelnosti (viditelnosti) počtu párů čar na milimetr (lp/mm) tzv. prostorová frekvence. Pro měření jsme použili zapůjčený fantom od firmy VMK typ 25A o rozměrech 95 × 50 mm, tloušťce 0,3 mm Pb s možností detekce 3.55 – 20 párů čar na milimetr.



Obr. 3.9: Snímek fantomu 25A rozeznatelných počet párů čar na mm je na obr. 5.8 až 6.3 (40 kV, 250 mA)

Výrobce udávané prostorové rozlišení detektoru je 10 párů čar na mm. Na snímku je patrné rozlišení kolem 5.8 až 6.3 párů čar na mm. V okně programu Shad-o-Cam jsme mohli vizuálně zhodnotit i 10 lp/mm. Změřené prostorové rozlišení tedy odpovídá údajům, které uvádí výrobce.

3.1.7 Měření přenosových vlastností detektoru

Původním cílem mojí práce bylo změřit modulační přenosovou funkci (MTF) podle normy ČSN EN 62220-1 [14]. Bohužel požadavky stanovené touto normou jsou prakticky nesplnitelné. Pro měření DQE je potřeba kalibrovaný zdroj rtg záření. Rentgenem požadovaných vlastností disponuje pouze český metrologický institut. Pro měření MTF stanovuje norma použití wolframové destičky o rozměrech 100×75 mm tloušťce 1 mm a čistotě vyšší než 90 %. Tyto požadavky byly pro nás nedosažitelné, a proto jsme nahradili měření modulační přenosové funkce (MTF) měřením polohového rozlišení (FWHM Full width half maximum).

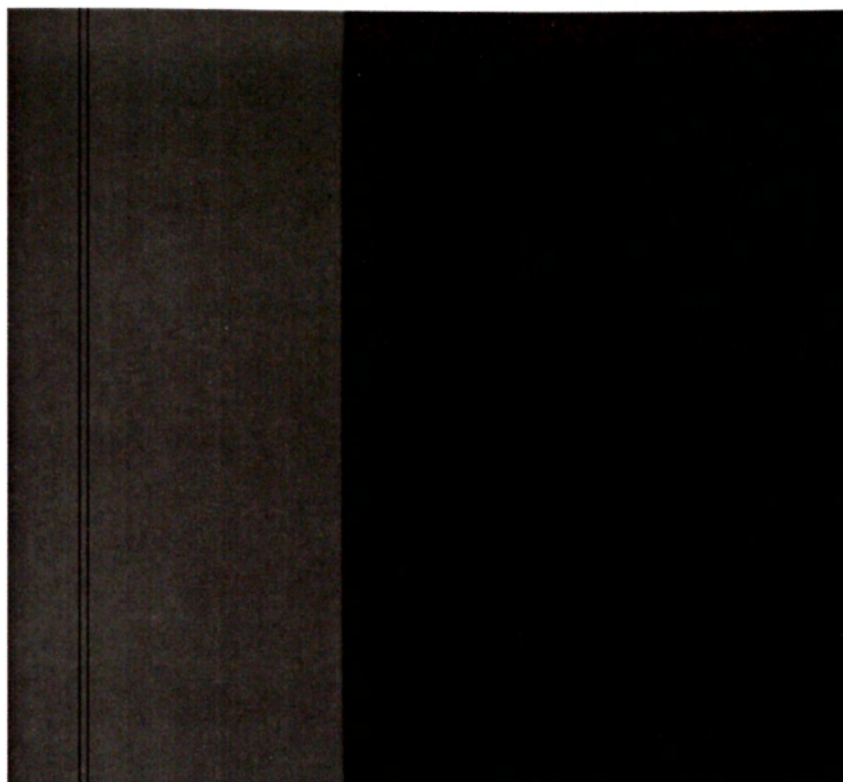
FWHM jsem změřil pro detektor Shad-o-box 1024 a pro detektor Medipix2. Výsledky měření na detektorech jsem mezi sebou navzájem porovnal a zhodnotil, který z testovaných detektorů je lepší.

Detektor medipix2 byl vyvinut v laboratořích CERNU, pracuje na principu přímé konverze rtg záření. Skládá se ze dvou CMOS čipů, které počítají jednotlivé dopadající rentgenové fotony. Medipix2 se zatím používá jen pro výzkumné účely, do jeho testování byly zapojeny i některé evropské země. V České republice se jeho testování účastní ÚTEF ČVUT, kde nám detektor zapůjčili a umožnili nám ho také otestovat.

3.1.7.1 Měření FWHM

FWHM jsem spočítal pomocí chybové funkce hrany (error function - aproximace snímané hrany). Polovinu detektoru jsem zakryl v ose y silně absorbujícím materiálem s ostrou hranou. Tato geometrie nám zajistí ozáření pouze jedné poloviny detektoru s ostrým (hranovým) přechodem mezi ozářenou a neozářenou polovinou detektoru (obr. 3.10). Jedná se o tzv. rozptylovou funkci rozhraní ESF (*Edge Spread Function*) jak již z názvu vyplývá, popisuje prostorovou odezvu zobrazovací soustavy na světelný zdroj s ostrým rozhraním (břitem) mezi světlou a černou plochou. Rozložení jasu v oblasti přechodu mezi ozářenou a neozářenou (světlou a černou) oblastí detektoru bude v ose x posunuto o jednotkový skok U ,

v ose y bude rozložení jasu konstantní. Hodnoty N pixelů po sobě jdoucích řad napříč hranou se použijí k vytvoření nasnímaného hranového profilu (ESF).



Obr. 3.10: Snímek detektoru s břitem (40 kV, 250 mA)

Po načtení snímku detektorem byla provedena „Flat field“ korekce. Od získaného snímku hrany se odčítá šum pozadí neozářeného detektoru. Výsledek se dělí snímkem ozářeného detektoru bez vzorku, který je také korigován odečtením šumu pozadí.

$$I_{kor}(x,y) = \frac{I_{org}(x,y) - I_{tma}(x,y)}{I_{bezzv}(x,y) - I_{tma}(x,y)}$$

Takto korigované hodnoty jsou použité pro vypočtení chybové funkce hrany (graf 3.3, 3.4)

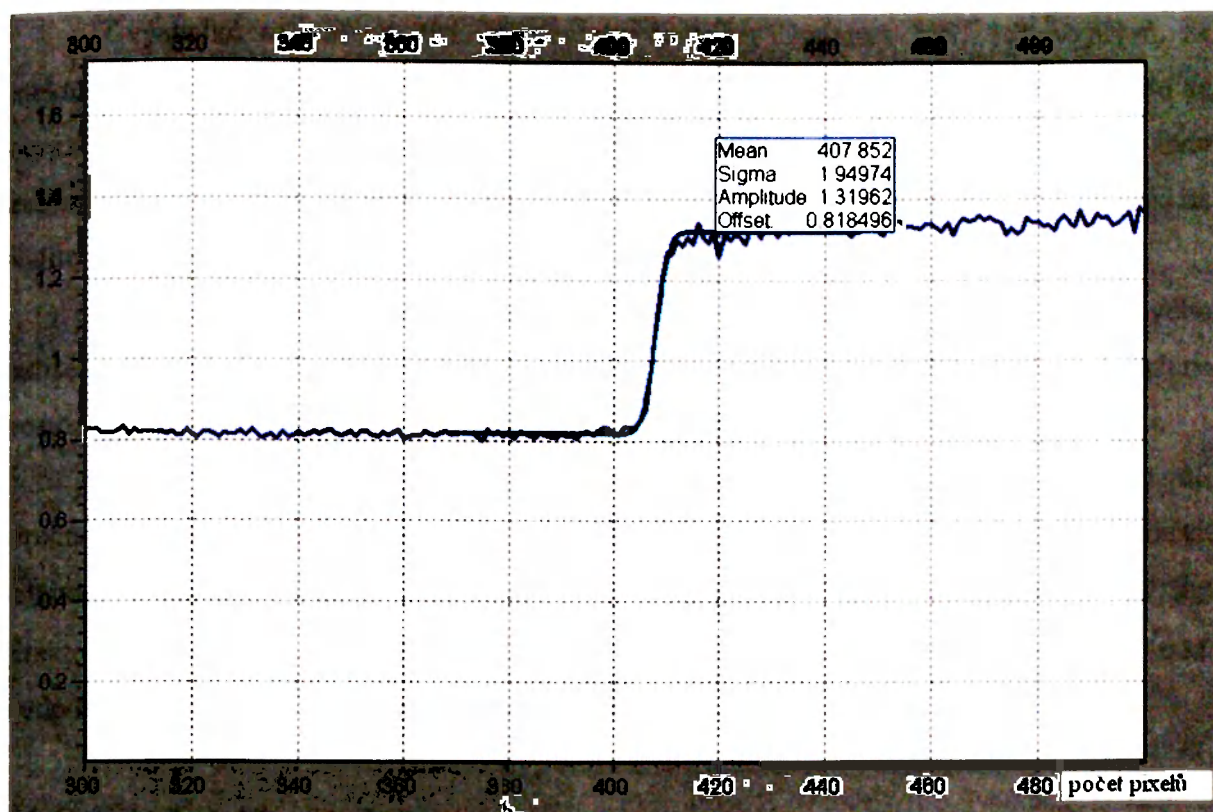
FWHM se spočítá pomocí σ pro Gaussovo rozložení a koeficientu 2,35.

$$FWHM = \sigma \times 2,35$$

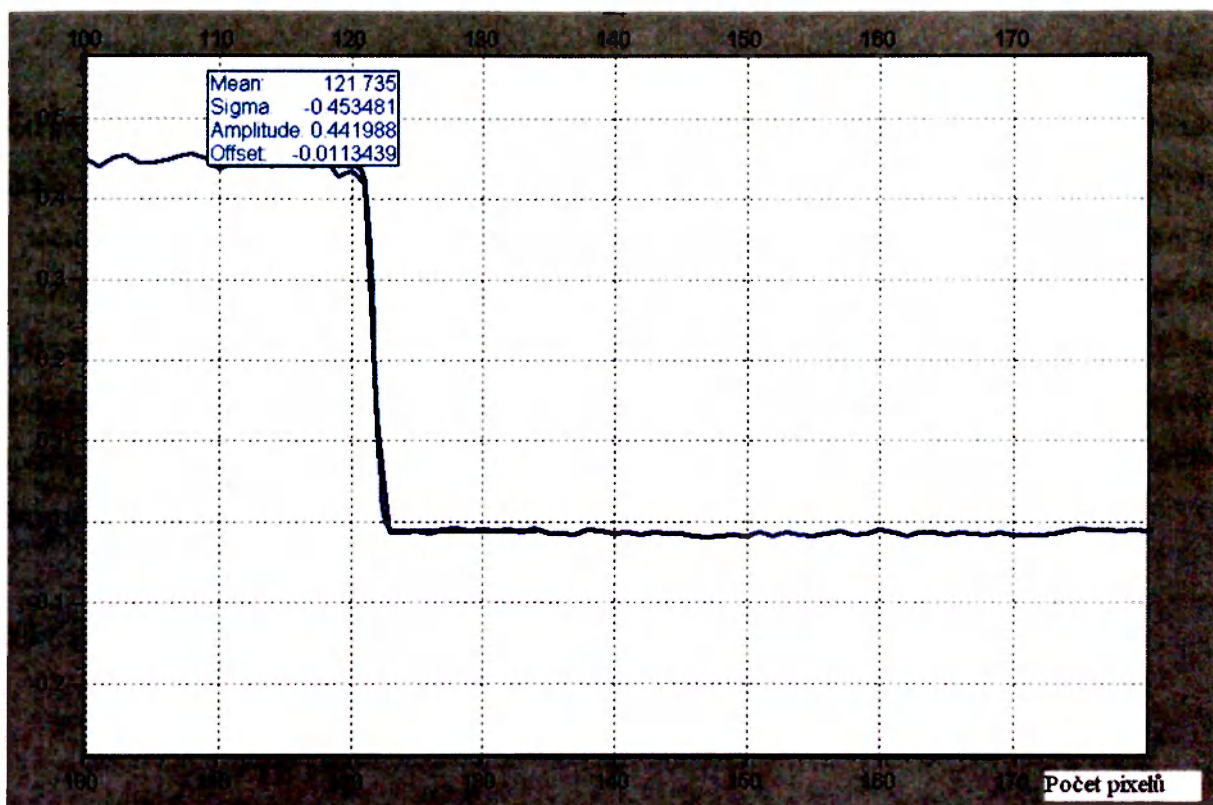
Pro detektor Shad-o-box 1024 bylo FWHM spočteno 4,559 pro detektor medipix2 1,057.

Vynásobením FWHM rozměrem pixelu detektoru dostaneme polohové rozlišení detektoru.

Rozměry pixelu Shad-o-box 1024 jsou $48\text{ }\mu\text{m}$, rozměry u medipixu2 $53\text{ }\mu\text{m}$. Po vynásobení jsme získali následující polohové rozlišení Shad-o-box 1024, $218\text{ }\mu\text{m}$ medipix2 $58\text{ }\mu\text{m}$.



graf. 3.3: Chybová funkce hrany Shad-o-box 1024



Obr. 3.4: Chybová funkce hrany medipix2

4 Závěr

Z výsledků měření na nízkokontrastním fantomu Gammex MRI 156 vyplývá, že detektor Shad-o-box 1024 není schopen rozpoznat všechny objekty ve fantomu. Podařilo se zobrazit pouze 4 žíly, 2 kalcifikace, ale bohužel ani jednu tumorovou masu. Detektor tedy není vhodný pro použití v mamografii, ale pro běžné použití v radiologii, kde nároky na kvalitu pořízených snímků nejsou tak vysoké, jsou dosažené výsledky dostačující.

Měření na vysokokontrastním fantomu 25A dopadlo lépe, detektor dosáhl prostorového rozlišení 10 párů čar na mm což odpovídá údaj, které uvádí sám výrobce. Toto dosažené prostorové rozlišení je značně vysoké a pro použití detektoru v radiologii zcela dostačující.

Bohužel se nám nepodařilo změřit modulační přenosovou funkci (MTF) a to kvůli náročnosti podmínek stanovených normou ČSN EN 62220-1 [14]. Podařilo se nám změřit polohové rozlišení detektoru. Polohové rozlišení detektoru Shad-o-box 1024 je 218 μm detektoru Medipix2 56 μm . Detektor Medipix2 uspěl v tomto testu tedy lépe. To se dalo také předpokládat vzhledem k jeho určení pro použití v mamografii.

4.1 Celkové zhodnocení

Detektor Shad-o-box je velice kompaktní, cena detektoru je v porovnání s ostatními detektory přijatelná 10 000 – 15 000 USD včetně speciální karty (Frame grabber) a programu Shad-o-Cam. Nevýhodou detektoru je velice krátký kabel, který spojuje detektor s kartou v počítači cca 3 m. Počítač musí být tedy umístěn v bezprostřední blízkosti rentgenu a ovládán na dálku. Vyřešení synchronizace detektoru s pulzním rentgenem není také úplně optimální, podstatně jednodušší je používání detektoru v kombinaci s kontinuálním rentgenem. Nevýhodou je také možnost nastavení pouze omezené doby expozice. Detektor dosahuje dobré prostorové rozlišovací schopnosti a jeho používání přináší výhody digitálního zpracování obrazu.

5. Literatura

- [1] P. P. Dendy, B. Heaton. *Physics for diagnostic radiology*. 2. vyd. London: Nakladatelství Physics publishing, 1999. 446 s. ISBN 0-7503-0590-8.
- [2] J. Gerndt, *Detektory ionizujícího záření*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1994. 164 s. ISBN 80-01-01229-8.
- [3] J. Martinek, *Digitalizace rentgenového obrazu použití v medicíně a defektoskopii*. 3. 14 s. dostupné z: <[http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace rentgenového obrazu.pdf](http://www.foma.cz/Upload/foma/prilohy/Digitalizace_rentgenoveho_obrazu.pdf)> [citováno 10.května 2007].
- [4] A. Drastich, *Netelevizní zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: Vydavatelství VUT, 2001. s. 150 - 173, ISBN 80-214-1974-1.
- [5] M. Spahn, *Flat detectors and their clinical applications*. European Radiology, Publisher Springer Berlin / Heidelberg, April 2005, s 1934-1947, <<http://www.springerlink.com>> ISSN 0938-7994 [citováno 15.května. 2007].
- [6] Internetové stránky: Rad-icon Imaging Corp [USA]. Dostupné z: < <http://rad-icon.com>> [citováno 10.května 2007.].
- [7] Z. Doležal, *polovodičové detektory v jaderné a subjaderné fyzice*. 1.vyd. 74 s. dostupné z: <<http://www-uojf.troja.mff.cuni.cz/~dolezal/teach/semicon>> [citováno 10.května 2007].
- [8] J. Dammer, *Možnosti použití obrazových detektorů Medipix2 v RTG mamografii*. Praha, 2005. 72 s. Diplomová práce na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy. Vedoucí Diplomové práce Ing. Jiří Hozman.
- [9] J. Mařátko, *Elektronika*. 6. vyd. Praha: Vydavatelství: V idea servis, 2005. 327 s ISBN 80-85970-49-X.
- [10] Rad-icon Imaging Corp. SchadoCam [počítačový program]. Ver. 3.0 [USA], 2007 [citováno 10.května 2007]. Dostupné z: <<http://rad-icon.com>>.
- [11] FLIEGEL, K. *Modelování charakteristik obrazových snímačů v Matlabu*. Praha: ČVUT. Fakulta elektrotechnická. Katedra radioelektroniky, 2004. Vedoucí diplomové práce Ing. Jiří Hozman.
- [12] P. Šmoranc: *Rentgenová technika v lékařství*. 1. vyd. Pardubice: SPŠE a VOŠ Pardubice, 2004. 264 s. ISBN 80-85438-19-4.

- [13] Informační prospekt: Mammographic Accreditation Phantom Gammex 156.
Middleton, Spojené státy americké: Gammex RMI, 2002.
- [14] Česká technická norma: *Zdravotnické elektronické přístroje – Vlastnosti digitálních rentgenových zobrazovacích zařízení- Část 1: Stanovení detekční kvantové účinnosti*,
ČSN EN 62220 - 1

6 Přílohy



Obr. 6.1: Rentgen Toshiba s rentgenkou Varian, detektor Shad-o-box 1024 a fantom Gammex MRI 156



Obr. 6.2: Snímek hybridního integrovaného obvodu pořízený rentgenem Toshiba s rentgenkou Varian a detektorem Shad-o-box 1024 (75 kV, 125 mA, 100 ms)